



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENTAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 196 31 414 A 1**

⑤1 Int. Cl.⁸:
A 61 B 3/00
G 02 B 27/00
H 04 N 1/04
G 06 T 1/00

②1 Aktenzeichen: 196 31 414.3
②2 Anmeldetag: 5. 8. 96
④3 Offenlegungstag: 19. 2. 98

DE 196 31 414 A 1

⑦1 Anmelder:

Daimler-Benz Aktiengesellschaft, 70567 Stuttgart,
DE

⑦2 Erfinder:

Halldorsson, Thorsteinn, Dipl.-Phys., 81925
München, DE; Schmidt-Bischoffshausen, Horst, Dr.,
85579 Neubiberg, DE; Eberl, Heinrich, 87483
Probstried, DE

⑤6 Entgegenhaltungen:

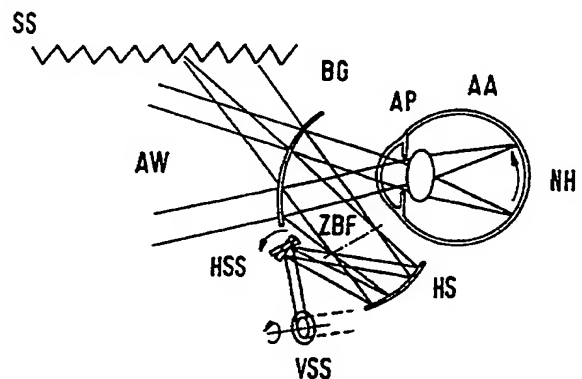
DE 36 14 153 A1
DE 36 07 721 A1
US 54 67 104
EP 07 22 108 A1
WO 88 03 396 A1

WEBB, HUGHES u. DELORI: Confocal scanning laser
ophthalmoscope. In: Applied Optics, Vol.26,
15.April 1987, No.8, S.1492-1499;

Prüfungsantrag gem. § 44 PatG ist gestellt

⑤4 Vorrichtung zur Aufnahme des Netzhautreflexbildes und Überlagerung von Zusatzbildern im Auge

⑤7 Es wird eine Vorrichtung zur Aufnahme des auf der menschlichen Netzhaut des Auges abgebildeten Bildes der Außenwelt mit Hilfe einer scannenden Aufnahmevorrichtung vorgeschlagen, bei der die Strahlen der Außenwelt durch die Gläser einer Brille transmittiert werden, die auf ihren Innenseiten als gewölbte abbildende Strahlteilerspiegel gestaltet sind und bei der zur Aufnahme des von jedem Punkt der Netzhaut zurückgestreuten und aus dem Auge austretenden parallelen Strahlenbündel und zu ihrer Abbildung und Umlenkung eine zweiachsige Scanvorrichtung vorgesehen ist, die das Lichtbündel zu einem opto-elektronischen Detektor zur seriellen Aufnahme des Netzhautreflexes weiterleitet.



DE 196 31 414 A 1

Die Erfindung betrifft eine Vorrichtung, die es ermöglicht, das auf der Netzhaut des menschlichen Auges projizierte Bild der Außenwelt in Rückstreuung aufzunehmen, dieses mit elektronischer Bildverarbeitung zu modifizieren, bzw. mit zusätzlichen Informationen zu ergänzen, und mit Hilfe einer Laserstrahlmodulation und -ablenkung zurück ins Auge mit dem Originalbild zu überlagern.

Mit dem zunehmenden Bedarf an Informationen und ihrer übersichtlichen bildhaften Visualisierung wachsen die technischen Anforderungen an die Aufnahme, Verarbeitung und Wiedergabe von Bildern. Der rasche Fortschritt auf diesen Gebieten geht Hand in Hand mit der immer schneller werdenden Bildverarbeitung durch Computer.

Das Hauptanwendungsgebiet der elektronischen Bildverarbeitung ist heute die Weiterverarbeitung von Bildern, die von Kameras, Abtastsystemen und Sensoren, sowohl im sichtbaren Lichtbereich, als auch in anderen Bereichen des elektromagnetischen Spektrums, wie z. B. im Infrarot-, Radio- und Röntgenbereich, aufgenommen werden. Nach der elektronischen Bearbeitung werden die Bilder als Einzelbilder, bzw. als bewegte Bilder auf einer Bildarstellungsfläche (Display) zur Informationsaufnahme des Auges wiedergegeben.

Mit Hilfe der elektronischen Bildverarbeitung ist es einerseits möglich, besondere Bildinhalte leichter erkennbar zu machen. Hierfür eingeführte Techniken, sind z. B. Ortsfrequenzfilterung, Kantenverschärfung, Bildatenkompression, Bildkorrelation, Dynamikreduzierung und Falschfarbencodierung. Andererseits befassen sich weitere Techniken mit der Überlagerung oder Subtraktion von Zusatzbildern aus verschiedenen Spektralbereichen, oder der Überlagerung von gespeicherten Plänen, Landkarten, und Zeichnungen in das Originalbild.

Für viele Anwendungen, ist eine praktisch verzögerungsfreie Bilddarstellung für das Auge von großem Vorteil, wie z. B. beim Führen eines Flugzeuges, eines Schiffes, eines Fahrzeuges oder bei der Steuerung und Überwachung von Prozessen und Fertigungsstraßen. Mit der Bildverarbeitung kann eine gezielte Erhöhung bzw. Reduktion des Informationsgehaltes des aktuellen direkten Bildes durchgeführt werden. Die Anwendungen reichen von Erhöhung des Bildkontrastes bis zur Einblendung von Zusatzinformationen und Kennzeichnung von Details und Gefahren.

In den meisten dieser Anwendungen ist es nachteilig, daß die elektronische Kamera ein von dem Auge des Menschen getrenntes "zweites Augensystem" darstellt, denn zum einen werden die Bilder von einem anderen Aufnahmeort aus gesehen und zum anderen werden auf dem Bildschirm an einem anderen Betrachtungsort als den des Auges dargestellt. Das menschliche Auge muß somit zwischen der direkten und der indirekten Beobachtung, mit unterschiedlichen Betrachtungswinkeln, Bildausschnitten und Größenverhältnissen ständig wechseln, was zu körperlichen Beeinträchtigungen und Verzögerungen bei Entscheidungsvorgängen führt.

Diese Einschränkung konnte zum Teil mit Hilfe der Technik des "Head-Up-Displays (HUD)", bei der Führung von Kampfflugzeugen dadurch gelöst werden, daß wichtige Informationen wie Instrumentenanzeigen und Zieldaten in die offene Brille des Pilotenhelmes und damit in das Gesichtsfeld des Piloten eingeblendet werden. Diese Technik wird auch versuchsweise in der Automo-

bilindustrie zur Einblendung von Instrumentenanzeigen in die Windschutzscheibe eingesetzt, damit der Fahrer von der Beobachtung der vor ihm liegenden Straße nicht abgelenkt wird.

Eine bekannte Weiterentwicklung dieser Technik ist die sogenannte "virtual reality", oder "cyberspace". Hier werden in einer geschlossenen Brille, d. h. einer Brille in der die Sicht nach außen versperrt ist, mit dem HUD bewegte räumliche Vollbilder realitätsnah in das Auge projiziert und interaktiv mit den Körperbewegungen wie etwa der Fortbewegung, Armbewegung, Fingerbewegung, Kopf- und Augenbewegung verändert.

In dem HUD wird das Bild auf einem Bildschirm generiert und nach Reflektion an der Brillenoberfläche in das Auge eingeblendet. Das Auge sieht sozusagen über die Brille als Vollspiegel auf das Display "um die Ecke herum" und bei der offenen Brille mit einem teildurchlässigen Spiegel gleichzeitig die Außenwelt. Da das Display mit dem Kopf verbunden ist, folgt das Bild den Kopfbewegungen.

Einige HUDs sind mit einem "eye tracker" ausgerüstet, der die Augenbewegungen mit Hilfe eines Bewegungssensor am Augapfel oder einer Kamera die Bewegungen der Augenpupillen oder der Gefäßstruktur der Netzhaut verfolgt. Das im HUD projizierte Bild kann dann entsprechend den Bewegungen innerhalb des Gesichtsfeldes elektronisch verschoben werden.

Zur akkommodationsfreien Entspannung des Auges kann das Bild des HUDs über die Projektionsoptik ins "Unendliche" versetzt werden. Mit der Einstellung unterschiedlicher Blickwinkel der beiden Augen zum gleichen Gegenstand, wird ein stereoskopisches, d. h. räumliches Sehen ermöglicht.

Diese Anwendungen und Techniken verdeutlichen zum einen den hohen Stand der elektronischen Bildverarbeitung, die mit vertretbarem technischen Aufwand bereits in der Lage ist, bewegte Bilder mit akzeptabler Qualität fast verzögerungsfrei zu verarbeiten, zum anderen den zunehmenden Bedarf an direkter Bildübertragung ins Auge.

Der heutigen Technik der HUDs sind jedoch Grenzen gesetzt. Die Genauigkeit der automatischen Verfolgung der Augenbewegungen mit dem "eye tracker" ist wesentlich schlechter als die Ausrichtegenauigkeit und die Bildauflösung des Auges. Als Folge schwebt oder tanzt das eingeblendete Bild in dem Gesichtsfeld herum, was zu einer ungenauen Zielfindung und Ermüdung des Auges führt.

Aus diesem Grunde beschränkten sich die bisherigen Anwendungen der Vollbilddarstellung auf die geschlossene Brille, d. h. die ausschließliche Einblendung von Fremdbildern. Die Anwendungen der offenen Brille mit der zusätzlichen Sicht nach außen sind dagegen noch auf die Einblendung einfacher Zusatzinformationen in Form von Texten, Symbolen oder Bildumrissen beschränkt.

Eine vollständige räumliche und zeitliche Überlapung von eingeblendeten Bildern auf das von dem Auge wahrgenommene reale Bild setzt die exakte räumliche und zeitliche Übereinstimmung der beiden Bilder auf der Netzhaut voraus. Diese kann erst durch eine direkte Aufnahme des Netzhautbildes und durch eine anschließende fast verzögerungsfreie deckungsgleiche Projektion des neuen Bildes auf das reale Bild hergestellt werden, was die Zielsetzung der Erfindung ist.

Es soll hier zunächst der Stand der Techniken der Aufnahme von Netzhautreflexbildern, der Bildabtastung aus dem Augeninneren und der Projektion von

Laserbildern direkt ins Auge, von der die Erfindung ausgeht, dargestellt und diskutiert werden.

Die technische Realisierung einer kontinuierlichen Abbildung des Netzhautreflexes der Außenwelt setzt eine verwertbare optische Reflexion der Netzhaut voraus. Ihr Reflexionsvermögen ist z. B. von F.C. Delori und K.P. Pflibsen in der Arbeit "Spectral reflectance of the human ocular fundus", Applied Optics, Vol. 28, No. 6, (1989) ausführlich gemessen worden. Ab dem blauen sichtbaren Bereich (450 nm) mit dem niedrigen Wert von 0,2% nimmt das Reflexionsvermögen der Netzhautgrube bis 10% im langwelligen roten Bereich (750 nm) monoton zu. Im Bereich der größten Augenempfindlichkeit und des schärfsten Sehens im grün-gelben Bereich zwischen 500 nm und 600 nm liegt das Reflexionsvermögen dann zwischen 1% und 2%.

Ein Aufnahmesystem, für diesen Reflex, muß deshalb für eine um den Faktor 50—100 geringere Leuchtdichte der Netzhaut als des Gegenstandsraumes ausgelegt sein. Eine weitere Beeinträchtigung der verfügbaren Lichtmenge ist durch die Größe der Augenpupille von 1—7 mm gegeben, die im Vergleich zu den üblichen technischen Aufnahmesystemen wie Photo- und Videokameras, relativ klein ist. Die Aufnahme des von der Netzhaut reflektierten Lichtes setzt aus diesen beiden Gründen einen besonders empfindlichen Lichtsensor voraus.

Es ist bekannt, daß ein strukturiertes Reflexbild im Bereich der Netzhautgrube oder Fovea centralis bei der Abbildung im Auge entsteht. Dies wird z. B. von Campbell, F.W. and Green, D.G. in dem Artikel: "Optical and Retinal Factors Affecting Visual Resolution", J. Physiol. 181, 576—593 (1965) beschrieben. Hier wurde eine hell erleuchtete ausgedehnte Gitterstruktur auf die Netzhaut abgebildet und das durch das Auge reflektierte Bild mit einem Teilerspiegel aus dem Strahlengang abgelenkt und außerhalb des Auges in einer Bildebene scharf abgebildet. Die flächenhafte Abbildung des Gitters nach der Reflexion an der Netzhaut, d. h. nach zweimaligem Durchgang durch das Auge, diente der Bestimmung der Modulationsübertragungsfunktion des Auges. Die photometrische Auswertung zeigte daß die Qualität des Reflexbildes, der von dem Auge selbst wahrgenommene Bildqualität sehr nahe kommt.

Die von Campbell ual. verwendete geschlossene statische Aufnahmevorrichtung mit extrem heller Bildbeleuchtung (Blitzlicht) am ruhig gestellten Auge ist nicht geeignet um die lichtschwachen dynamischen Bilder der Außenwelt auf der Netzhaut bei den raschen, natürlichen Eigenbewegungen des Auges aufzunehmen. Dies erfordert lichtempfindliche, schnelle Detektoren und eine Aufnahmetechnik, die in dem offenen Strahlengang Fremdlicht sehr effizient unterdrückt und Bilder mindestens mit der Wiederholfrequenz der üblichen Videonormen aufnehmen kann.

Heute kommen dafür in Frage die CCD-Kameras, die alle Bildpunkte parallel nach einer festen Integrationszeit aufnehmen, und seriell scannende Bildaufnahmesysteme mit Einzeldetektoren (Photodioden oder Photomultipliern), in denen die Bildpunkte zeitlich hintereinander abgetastet werden. Beide Techniken sind den üblichen Videonormen angepaßt.

Ein grundsätzlicher Vorteil der Verwendung der CCD-Aufnahmetechnik ist die lange Integrationszeit in jedem Bildpunkt von z. B. 20 ms, gegenüber der kurzen Verweildauer in jedem Bildpunkt von nur 40 ns beim Scannen. Die serielle Aufnahmetechnik hat jedoch für die Aufnahme der sehr schwachen, schnell veränderli-

chen Lichtsignalen bei dem stark verrauschtem Hintergrund gegenüber der parallelen Aufnahmetechnik eine Reihe anderer Vorteile, die den Nachteil der kurzen Integrationszeit wettmachen. Diese sind:

- serielle Signalverarbeitung, die eine direkte analoge Weiterverarbeitung des Bildes in Echtzeit ermöglicht
- effiziente Streulichtunterdrückung durch das kleine momentane Gesichtsfeld der Abtastung
- rauscharme hohe Vorverstärkung der verwendeten Avalanche-Photodioden und Photomultipliern
- hohe Signaldynamik, die den starken Variationen der Bildhelligkeit auf der Netzhaut entgegenkommt
- effiziente analoge Rauschunterdrückung, z. B. durch phase-lock-in-Detektion bzw. Signal-Korrelation
- einfache Behebung von Abbildungsfehlern.

Für die Zielsetzung der Erfindung ist jedoch der entscheidende Vorteil der seriellen Bildabtastung die weitere Möglichkeit sie mit einer zeitversetzten synchronen seriellen Laser-Bildprojektion ins Auge zu kombinieren eröffnet.

Wegen dieser Vorteile der seriellen Aufnahme gegenüber Film und Videoaufnahmen werden sie seit Anfang der fünfziger Jahre vor allem für die Bildaufnahme im Mikroskop eingesetzt. Eine serielle Abtastung kann dreierlei realisiert werden, erstens durch eine flächenhafte Beleuchtung des Gegenstandes und einer punktförmigen Abtastung mit einem Photoempfänger, zweitens der Abtastung des Gegenstandes mit einer punktförmigen Lichtquelle und flächenhafter Aufnahme mit dem Photoempfänger und drittens durch die punktförmige Beleuchtung und die gleichzeitige punktförmige Abtastung mit dem Photoempfänger mit Verwendung der gleichen Scaneinrichtung. Die zwei ersten Methoden werden als "flying spot" und die dritte als "confocal scanning" Aufnahmetechnik bezeichnet.

In den beiden ersteren ist entweder die Quelle oder der Empfänger starr und dafür jeweils der Empfänger oder die Quelle auf dem Gegenstand in Bewegung. In dem dritten werden Quelle und Empfänger gemeinsam in dem scannenden Abtastpunkt (konfokal) abgebildet, aber sind gegeneinander unbeweglich.

Eine Aufnahme des flächenhaften Netzhautreflexes der Außenwelt mit einem scannendem Photoempfänger, wie die Erfindung vorschlägt, ist in diesem Sinne die erste Art der "flying spot" Bildaufnahmetechnik. Eine zeitversetzte synchrone Laserbildprojektion mit Hilfe der gleichen Scaneinrichtung kann im Sinne der gemeinsamen punktförmigen scannenden Abbildung von Beleuchtungsquelle und Photoempfänger auf der Netzhaut als eine konfokale scannende Technik aufgefaßt werden, aber keine konfokal scannende Aufnahmetechnik, weil die Rollen des Photoempfängers und des Lasers gegenüber der konventionellen Anwendung vertauscht sind. In der Erfindung dienen die Empfangssignale zur zeitversetzten Modulation der Laserquelle, bei dem üblichen Verfahren dient die Laserquelle zur Beleuchtung beim gleichzeitigen Empfang der Lichtsignale.

Um den Neuheitsgrad der Erfindung und ihrer technischen Ausführungen besser sichtbar zu machen, soll der Stand der Anwendungen der Bildaufnahme und Laserprojektion ins Auge nachfolgend genauer dargelegt

werden.

O. Pomerntzeff und R.H. Webb haben als erste die zweite Art der "flying spot" Aufnahmetechnik mit Hilfe eines gescannten Laserstrahles als Beleuchtungsquelle und einem starren großflächigen Photomultiplier als Empfänger zur Aufnahme der Innenstruktur des Auges in dem US Patent 4,213,678 von Sept. 1980 "Scanning Ophthalmoscope for Examining the Fundus of the Eye" beschrieben.

Eine Erweiterung dieser Technik zu einer konfokalen Anordnung mit dem gleichzeitigen scannen der Laserstrahl und der Empfangsachse des Photomultipliers, wurde von R. H. Webb, G. W. Hughes und F.C. Delori in dem Artikel "Confocal scanning laser ophthalmoscope" in Applied Optics, Vol. 26, No. 8, pp 1492—1499 (1987) vorgestellt.

In diesem Gerät wird die Netzhaut durch einen Laserstrahl rasterförmig abgetastet. Der Laserstrahl beleuchtet Punkt für Punkt und Zeile für Zeile die Vorlage. Der Photoempfänger (Photomultiplier) mißt das jeweils reflektierte Licht und setzt die Meßwertfolge in ein Videosignal um. Ein Fernsehmonitor stellt das Videosignal schließlich als Bild dar. Diese drei Vorgänge erfolgen exakt synchron. Während der Laserstrahl Zeile für Zeile den Augenhintergrund abtastet, wird gleichzeitig das Fernsehsignal aufgebaut.

Der Laserstrahl durchläuft zunächst einen Modulator, über den die Beleuchtungsintensität gesteuert werden kann. Die horizontale Zeilen-Ablenkung wird meist mit einem schnell drehenden Polygonspiegel, die Vertikalablenkung durch einen Schwingspiegel durchgeführt. Der Drehpunkt der Abtastbewegung liegt in der Pupillenebene des Auges. Das vom Augenhintergrund reflektierte bzw. zurückgestreute Licht wird über die gesamte Pupillenöffnung gesammelt und dem Photoempfänger über eine Abbildungsoptik zugeleitet. Die Strahlablenkung wird dadurch rückgängig gemacht, und man erhält ein stationäres Lichtbündel, das auf einer kleinen Detektorfläche abgebildet wird.

Die Möglichkeit der Verwendung der konfokalen Abbildung im Ophthalmoskop zur Projektion von künstlichen Bildern mit Hilfe einer Laserprojektion in das Auge, wurde von Webb u. al. in dem obengenannten Artikel erkannt und wie folgt beschrieben: ... "The laser beam is deflected by a fast (15-kHz) horizontal scanner and a slow (60-Hz) vertical scanner to project a standard format TV raster on the retina. Modulation of the beam permits projection of graphics or even gray scale pictures in the raster. While the patient is seeing the TV picture projected on his/her retina, an image of the retina is displayed on a TV monitor ...".

Die Direktprojektion von modulierten Lichtreizen und Mustern wird in den modernen Laser-Scan Ophthalmoskopen (wie z. B. von der Firma Rodenstock in München) hauptsächlich für Visusanalysen, Video-Visusbestimmungen und Kontrastempfindlichkeitsmessungen bei jeweils nur einer Laserwellenlänge verwendet.

Weitere Vorschläge zur direkten Bilderübertragung mit Lasern ins Auge sind aus den folgenden zwei Schriften bekannt:

In der europäischen Patentschrift 0 473 343 B1 von Nov. 1995 der Firma Sony Corporation mit dem Titel "Direct viewing picture image display apparatus" ist ein Direkt-sicht-Bildwiedergabegerät bekannt, das im wesentlichen nur die technischen Lösungswege aus den früher bekannten und hier bereits zitierten Veröffentlichungen der konfokalen Abbildung beinhaltet, und in den auf

dem markteingeführten Laser Scanning-Ophthalmoskopen, wie der Firma Rodenstock Instrumente in München realisiert worden sind.

Die technische Lösung zur Erweiterung der Bildübertragung von nur einer auf drei Farben, die in den Ansprüchen 10 und 11 dieses Patentbeschlusses beschrieben wird, ist auch in anderen Laser-Display-Anlagen seit vielen Jahren realisiert und stellt deshalb ebenso keine Neuheit dar. Die Verschiebung der Tiefenlage der Bilder auf der Netzhaut, die in den Ansprüchen 12 bis 16 beschrieben ist, wird durch gleichartige Maßnahmen in den bereits existierenden Geräten durchgeführt.

Die Trennung von zwei Strahlen durch Polarisationsunterscheidung wie sie in Anspruch 16 bis 19 und in Fig. 6 des Patentbeschlusses beschrieben wird, um ein gleiches Bild in beide Augen zu projizieren, ist grundsätzlich eine ungeeignete Methode um "echte" dreidimensionale Bilder darzustellen, da diese Bilder hier keinen perspektivistischen Unterschied aufweisen. Darüber hinaus erlaubt diese Methode keine dynamische und individuelle Anpassung an die Augenausrichtung und ist deshalb technisch schwer umsetzbar.

In einer zweiten europäischen Anmeldung der Firma Motorola Inc. Nr. 0 562 742 A1 mit der Bezeichnung "Direct retinal scan display" von August 1993 wird ein Direkt-sicht-Bildwiedergabegerät beschrieben, das wie das oben beschriebene Patent von Sony auch die direkte Bildübertragung auf die Netzhaut betrifft, jedoch mit dem Unterschied, daß die Projektion über die Umlenkung über eine dem Menschen aufgesetzte Brille durchgeführt wird.

Diese Patentanmeldung bringt gegenüber der lange bestehenden Technik keine neue Lösungsansätze. Die direkte Montage des gesamten Displays am Kopf des Betrachters im Anspruch 4 bzw. die Verwendung einer Umlenkung des Strahlenganges des Projektors über eine Brille im Anspruch 5 ist bei "virtualreality" Brillen bzw. bei Head-Up-Display im Pilotenhelmen bereits eingeführt.

Damit eine Abbildung auf der Netzhaut gelingt, müssen verschiedene optische Anforderungen an die Laserstrahlumlenkung erfüllt werden, die außer der besonderen Auslegung der Strahlführung nach der Strahlablenkung, auch eine spezielle Brillenglaswölbung erfordert. Die Wege zur Lösung dieser grundlegenden optischen Problematik werden in dieser letztgenannten Patentanmeldung jedoch nicht betrachtet oder erwähnt.

Beschreibung der Erfindung

Die Erfindung schlägt eine seriell arbeitende Aufnahme- und Projektionsvorrichtung vor, die es ermöglicht, die auf der Netzhaut des menschlichen Auges beim natürlichen Sehvorgang erzeugten Bilder der Außenwelt aufzunehmen und mit elektronischer Bildverarbeitung zu modifizieren, bzw. zu ergänzen. Dieses Bild dann nachfolgend mit Hilfe von Laserstrahlbildprojektion zurück ins Auge zu projizieren und mit dem Originalbild synchron zu überlagern. Die Erfindung sieht ferner vor, daß sowohl bei der Aufnahme, als auch bei der Projektion gleichzeitig die Strahlung aller Grundfarben Rot, Grün und Blau detektiert bzw. projiziert wird.

Diese Aufgabe ist grundsätzlich eine andere als die eines konfokalen Laser-Scanning-Ophthalmoskops bei dem die Netzhaut im gleichen Abtastvorgang gleichzeitig beleuchtet und abgebildet wird, denn in der Anordnung gemäß der Erfindung wird in einem ersten Abtastzyklus das flächenhafte Reflexbild der Außenwelt nach

dem "flying spot" Verfahren abgetastet und erst in einem zweiten zeitlich getrennten Abtastzyklus das nachgearbeitete Laserbild auf die Netzhaut projiziert. In einem dritten Abtastvorgang wird wieder das Reflexbild gewonnen, in dem vierten wieder das Laserbild projiziert usw. Da diese Vorgänge zeitlich so schnell wechseln, entsteht für das Auge, wie bei der Betrachtung vom Fernsehen oder Film, ein kontinuierlicher Ablauf in dem das Laserbild synchron und deckungsgleich, unabhängig von den Augenbewegungen, dem Originalbild folgt.

Die Erfindung unterscheidet sich auch von allen dem Anmelder bekannten Vorschlägen zur direkten Laserprojektion ins Auge, sowohl der Projektion von Fremdbildern in der geschlossenen Brille (cyberspace), als auch der Zusatzbildern in einer offenen Brille (HUD), durch die hier zum ersten Male vorgeschlagene direkte Kopplung der Projektion mit dem momentanen Bildinhalt der Außenwelt und die neuartigen technischen Ausführungen zu ihrer Realisierung.

Die Aufnahme und bildhafte Weiterverarbeitung des Netzhautreflexes ist durch den raschen Fortschritt in der Aufnahme- und Verarbeitungstechnik von schwachen optischen Signalen möglich geworden. Die Bestrahlungsstärke die die Netzhaut in der natürlichen Umgebung ausgesetzt ist beträgt von der hellsten Außenbeleuchtung von 10^{-4} W cm $^{-2}$ bis etwa 10^{-7} W cm $^{-2}$. Bei schwacher Innenbeleuchtung, unter Lesebedingungen beträgt sie 10^{-5} W cm $^{-2}$ bis 10^{-6} W cm $^{-2}$ (siehe z. B. "Safety with Lasers and Other Optical Sources", D. Sliney and M. Wolbarsht, 1980). Mit einem Photon-Counting Photomultiplier und punktueller Abtastung mit Lasern in einer TV-Norm wurde eine Empfindlichkeit bis zu 2×10^{-5} W cm $^{-2}$ bei einem Signal-Rauschverhältnis von 5 erreicht (s. R.H. Webb et al., "Flying spot TV ophthalmoscope", Applied Optics, Vol. 19, No. 17, pp. 299 (1980)).

Eine Erhöhung der Empfindlichkeit bis 10^{-7} W cm $^{-2}$ kann z. B. erreicht werden durch verbesserte Rauschunterdrückung, eine verringerte Ortsauflösung, bzw. durch die Verwendung eines Spiral-Scans anstatt des TV-Raster-scans, der eine reduzierte Scan-Geschwindigkeit in der Mitte des Gesichtsfeldes und damit eine verlängerte Integrationszeit dort bietet.

Die Aufgabe der Erfindung wird durch die in Anspruch 1 und 2 angegebenen Merkmale gelöst. In den Unteransprüchen sind vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen angegeben.

In der nachfolgenden Beschreibung wird die Erfindung anhand von Ausführungsbeispielen erläutert. Die Figuren ergänzen diese Erläuterungen. Es zeigt:

Fig. 1 ein Schemabild eines Ausführungsbeispiels der Aufnahme- und Projektionsvorrichtung ins Auge nach Ansprüchen 1 bis 5 in einer Ausführung wo die Abbildung zwischen dem Scanner und Auge über zwei konkave reflektierende Flächen einen Hilfsspiegels HS und die Innenseite der Brille BG durchgeführt wird.

Fig. 2 ein Schemabild eines Ausführungsbeispiels der Aufnahme- und Projektionsvorrichtung ins Auge nach Ansprüchen 1 bis 4 und 6 in einer Ausführung wo die Abbildung zwischen dem Scanner und dem Auge an der konkaven Hilfsspiegelfläche BG', einer konvexen Hilfsspiegel HS' und der konkaven Innenseite des Brillenglases BG durchgeführt wird.

Fig. 3 ein Schemabild eines Ausführungsbeispiels des starren Strahlenganges zwischen Aufnahme- und Projektionsvorrichtung mit Photoempfängern und Lasermodulatoren nach Anspruch 14.

Fig. 4 ein Schemabild eines Ausführungsbeispiels

der flexiblen Kopplung der Aufnahme und Projektionsvorrichtung an den Strahlumschalter und Scaneinheit mit Hilfe von flexiblen Glasfasern nach Anspruch 15.

Fig. 5 ein Schemabild eines Ausführungsbeispiels der Anbringung der Aufnahme- und Projektionsvorrichtung für beide Augen in einem Brillengestell.

Fig. 6 ein Schemabild eines Ausführungsbeispiel des Strahlenganges im Scanner bei Aufnahme des Netzhautreflexes und anschließender Projektion des Bildes auf die Gegenstände der Außenwelt, durch eine Umschaltung des horizontalen Scanspiegels um einen Winkel von 90° nach Anspruch 23.

Fig. 7 ein Schemabild der opto-elektronischen und elektronischen Untereinheiten und ihren Verbindungen.

Fig. 8 ein Schemabild des zeitlichen Ablaufs der Abtast- und Laserprojektionsvorgänge

Fig. 9 ein Schemabild des in Mikrobauweise im Brillengestell integrierten Scanner mit Glasfaserkopplung zu einer tragbaren Empfangs- und Projektionseinheit und drahtloser Übertragung zum Bildverarbeitungscomputer.

Die Erfindung schlägt gemäß dem Anspruch 1 eine scannende Aufnahmevorrichtung vor um den lichtschwachen Reflex von Gegenstände der Außenwelt AW auf der Netzhaut NH des Auges AA seriell aufzunehmen wie, in den Fig. 1 bis Fig. 3 dargestellt ist.

Die gleiche Abbildungs- und Scanvorrichtung wird auch verwendet um das verarbeitete Bild mit Hilfe von Lasern und Bildmodulatoren über den entgegengesetzten Lichtweg auf die Netzhaut zeitversetzt gemäß Anspruch 2 zu projizieren, wie auch in Fig. 1 bis Fig. 3 dargestellt ist.

Der zentrale Gegenstand der Erfindung ist eine spezielle Brille, die einem Betrachter aufgesetzt wird, wie in Fig. 5, Fig. 6 und Fig. 9 gezeigt ist. Die Brillengläser BG dienen als Strahlteiler. In Transmission, für das Licht aus der Außenwelt und in Reflexion, als eine Abbildungsfläche des von der Netzhaut durch das Auge rückgestreuten Lichtes, das mit Hilfe weiterer Abbildungselemente und eines zweiachsigen Scanner für die Horizontal-HSS und Vertikalablenkung VSS einem Photoempfänger zugeführt wird (Fig. 1 bis Fig. 4).

Der Strahlengang wird gleichzeitig derart gestaltet daß die Verlängerung der Sichtlinie vom Detektor durch die Brille immer in der absorbierenden Schicht einer Strahlungssenke SS mündet. Die Verlängerung der Sichtlinie des Auges durch die Brille läuft dagegen zur Außenwelt AW (Fig. 1 bis Fig. 6).

Die einfachste Methode der Strahlteilung an den Brillengläsern BG ist die Verwendung von 50% transmittierenden und 50% reflektierenden Spiegelgläsern. Es können auch aktive elektronisch steuerbare Spiegel, die von vollständiger Transmission bis vollständiger Reflexion in den beiden Abtastzyklen umschalten, eingesetzt werden.

Das Auge AA bildet von der Außenwelt AW parallele oder nahezu parallele Strahlbündel auf der Netzhaut ab. Der Drehpunkt der Strahlbündel bei unterschiedlichen Betrachtungswinkel zur Außenwelt liegt in der Pupille des Auges AP.

Die Erfindung geht von einer gleichzeitigen Aufnahme und Projektion in beide Augen wie in Fig. 5 und Fig. 6 gezeigt wird und damit einem weitgehend identischen Strahlengang für das linke und rechte Auge. Bei Fehlsichtigen, auch mit unterschiedlicher Brechkraft des linken und rechten Auges, sieht die Erfindung vor, daß entweder die Brillengläser in ihrer Brechung durch entsprechende unterschiedliche Auslegung der Wölbung

der Außenseite und der Innenseite individuell angepaßt sind, bzw. daß Kontaktlinsen getragen werden. Für Normalsichtige ist die Wölbung der Innen- und Außenseite der Brillengläser die Brillengläser BG identisch.

Das von jedem einzelnen Bildpunkt der Netzhaut aus dem Auge zurrückgestreute Licht ist in gleicher Weise eine nahezu paralleles Strahlenbündel, der den identischen Weg wie das einfallende Licht in entgegengesetzter Richtung auf die Innenseite des teilweise reflektierenden Brillenglases BG fällt. Die Krümmung dieser Fläche wird so gestaltet, daß gemeinsam mit der Augenlinse ein zweites Bild des Bildpunktes auf der Netzhaut in der Zwischenebene ZE entsteht (Fig. 1). Ein Hilfsspiegel HS, kollimiert die Strahlen erneut und bildet sie so ab, daß sie über den gemeinsamen Drehpunkt (sie auf der anderen Seite durch die Augenpupille) auf der Achse des horizontalen Scannerspiegels HSS verläuft. Eine vertikale Ablenkung wird durch einen zweiten Scanner-Spiegel VSS durchgeführt.

Die Abbildung aus und ins Auge mit Hilfe der beiden Spiegel, Hilfsspiegel und Brillenglasspiegel bei gleichzeitiger freier Sicht durch das Brillenglas BG zur Außenwelt AW erfordert relativ starke Strahlablenkung. Die gegenläufige Umlenkung über zwei konkave Spiegelfläche hebt zum Teil die dabei auftretenden Abbildungsfehler auf. Der gegenläufige sonst identische Strahlengang von Bildaufnahme und Bildprojektion vermeidet auch zum großen Teil die Entstehung von Bildverzerrungen im Auge auf.

Bei sphärischen Spiegeln treten jedoch wegen ihren starken Abbildungsfehlern trotz der relativ kleinen erforderlichen Ablenkwinkel von $< \pm 10^\circ$ restliche Bildstörungen auf. Für die Abbildung und Umlenkung ins Auge sind deshalb hochwertigere Spiegelsysteme, wie konkave Parabolspiegel und elliptische Spiegel in Anspruch 5 vorgesehen. Eine effiziente Reduktion der Abbildungsfehler ist nach Anspruch 6 auch mit Hilfe der Spiegelung an zwei konkaven BG und BG' und einer konvexen Fläche HS möglich. Hier kann als Vollspiegelfläche BG' die zweite Hälfte des Brillenglases, gleicher konkaven Krümmung wie BG verwendete werden.

Die Erfindung geht davon aus daß jede Art von zweiachsigen Bildscannern verwendet können wie z. B. Drehspiegel oder Polygonspiegel für Zeilenablenkung und Schwingspiegel für Vertikalablenkung bzw. akustooptische Ablenkeinheiten für beide Achsen.

Mit einer rasterförmigen Abtastspur mit getrennter horizontaler und vertikaler Ablenkung kann der Aufbau des Bildes konform mit den gebräuchlichen Video-Normen wie VHS und NTSC und HDTV gestaltet werden (Anspruch 9).

Es können aber andere Abtastspuren, die dem Bildaufbau des Auges besser angepaßt sind als der Raster-Scan, verwendet werden, wie z. B. ein Spiralscan. Die größte Sehschärfe in der Netzhaut (Retina) ist im Bereich der sogenannten Fovea centrales, die im Gesichtsfeld nur einen kleinen Winkelbereich von etwa $\pm 2^\circ$ um die Sehachse aufnimmt. Wenn sich die Aufmerksamkeit auf ein Objekt richtet, werden die Augen normalerweise so bewegt, daß die vom fixierten Objekt ausgehenden Strahlen auf die Fovea centralis fallen.

Ein Spiralscan der Bildabtastung, in dem die Aufenthaltsdauer des Abtaststrahles in Richtung zur Sehachse kontinuierlich zunimmt, wäre dadurch wesentlich besser dem Aufbau der Netzhaut angepaßt als ein Raster-Scan. Durch die verlängerte Aufenthaltsdauer wird dadurch auch ein entsprechend höheres Signal/Rauschen-Verhältnis in dem mittleren Bereich erreicht.

Die Erfindung sieht aus diesen Gründen außer der Verwendung eines Raster-Scans in Anspruch 9 auch in dem Anspruch 10 auch vor, daß durch eine entsprechende Auslegung und Ansteuerung der beiden Strahlablenkeinheiten ein Spiralscan auch verwendet werden kann.

Wie in einem Laser-scanning-ophthalmoskop wird der Strahlengang zwischen dem Projektions- und Empfangskanal mit Hilfe eines Schaltspiegels SUS getrennt. Da der Durchmesser des Projektionsstrahls wegen der guten Bündelung und dem kleinen Durchmesser der Laserstrahlen kleiner ausgelegt werden kann als der Empfangsstrahl bietet sich die Möglichkeit an einen Lochspiegel zur Trennung der beiden Strahlengänge wie in Fig. 3 und Fig. 4 dargestellt ist, zu verwenden. Eine effizientere Methode, die sich wegen der zeitlich alternierenden Verwendung der beiden Strahlengänge ergibt, ist der Einsatz eines Kippspiegels der die Strahlengänge synchron mit der Abtastung umschaltet. Diese Lösung hat die Vorteile der geringeren optischen Verluste im Empfangskanal und der besseren optischen Abschirmung des direkten Übersprechens von Projektions- in den Empfangskanal.

Im Strahlengang der Projektionseinheit hinter dem Strahlschalter SUS ist wie in Fig. 3 gezeigt sieht die Erfindungsmeldung im Anspruch 17 eine Fokussiereinrichtung FE, die die Größe des Laserbildflecks in Anspruch 17 und des abgetasteten Flecks beim Empfang GFB in Fig. 3 auf der Netzhaut einstellt. Zur Einstellung des von den Photomultipliern gesehenen momentanen Gesichtsfeldes dient nach Anspruch 18 eine gemeinsame Gesichtsfeldblende GFB im Strahlengang zweier Linsen. Die Einstellung der Gesichtsfeldblenden ist zur Anpassung an die Beleuchtungsverhältnisse an der Netzhaut und zur Einstellung der erwünschten Ortsauflösung notwendig. Es ist vorgesehen, daß beide Einstellung über Aktoren automatisch nach Rechnerbefehl durchgeführt werden können wie in Fig. 7 dargestellt wird.

Es ist in Anspruch 12 vorgesehen, daß der Netzhautreflex mit der Verwendung von dichroitischen Filtern (DFR, DFG und DFB) und drei getrennten Detektoren (PMR, PMG und PMB) in bis zu drei Farbkänen aufgeteilt ist und damit ein weitgehend unverfälschtes Farbbild aufgenommen werden kann. Auf der Laserseite wird ebenso mit dichroitischen Strahlteilern die Strahlen von bis zu drei Lasern im roten, grünen und blauen Spektralbereich (LR, LG, LB) nach der getrennten Bildmodulation jeder Farbe (MR, MG, MB) auf einer gemeinsamen Achse vereinigt.

Zur farbtreuen Bildaufnahme wird das optische Signal mit dichroitischen Filtern DFR DFG und DKB im Empfangskanal in die drei Farbkomponenten vor den drei Photoempfängern, verzugsweise Photomultipliern PMR, PMG und PMB in die drei Grundfarben zerlegt und getrennt vermessen. Wegen der schwachen Lichtsignale werden vor allem Photon-counting Verfahren zum Einsatz kommen.

Die Erfindung sieht ferner vor, daß das von dem Detektor aufgenommene elektronische Bild nach einer Bildverarbeitung mit Hilfe von Laserstrahlquellen und -modulatoren wieder in ein serielles optisches Bild umgewandelt wird, und in einem zweiten Bildzyklus mit der gleichen optischen Einrichtung, — jetzt in der Funktion als Strahlablenkeinheit (Laser-Scanner) — nach Reflexion an der Brillenglasinnenfläche in das Auge synchron, aber zeitversetzt mit der Abtastung des Originalbildes zurückprojiziert wird.

Die Erfindung schlägt vor in Anspruch 20 die Perioden der Bildaufnahme und Bildprojektion zeitlich zu trennen, d. h. alternierend durchzuführen wie in Fig. 8 dargestellt ist, um eine Störung der Aufnahme des schwachen Netzhautbildes der Außenwelt durch die lichtstärkere Projektion zu vermeiden. In einem ersten Bildzyklus wird z. B. das Netzhautreflexbild aufgenommen und in dem zweiten wird das verarbeitete elektronische Bild in das Auge projiziert. In dem dritten Bildzyklus wird eine Aufnahme des Netzhautreflexbildes durchgeführt, in dem vierten wird wieder die Zurückprojektion durchgeführt, usw.

Wenn dieser Bildwechsel schnell genug ist, sorgt die Trägheit der Gesichtsinnes dafür, daß beide Bilder dem Betrachter überlagert erscheinen, vorausgesetzt, daß die Zeitverzögerung für das in das Auge eingeblendete Bild unterhalb der Bewegungsdauer und Wahrnehmungszeit des Auges liegt, und daß die Stabilität und Auflösung des eingeblendeten Bildes mit der Auflösung des Auges vergleichbar ist.

Damit, sowohl die unbewußten schnellen Sakkadenbewegungen des Auges mit einer mittleren Amplitude von 5 Bogenminuten und einer Dauer zwischen 10 und 20 msec, als auch die schnellen Augenbewegungen von $20^\circ - 30^\circ/\text{sec}$ beim Verfolgen eines bewegten Objektes über einen größeren Winkel erfaßt werden können, muß die Bildwiederholfrequenz ausreichend hoch sein. Mit einer Wiederholfrequenz zwischen 50 Hz bis 100 Hz, sowie in der Fernsehen- und Computertechnik, ist die Aufnahme den schnellsten Bewegungsvorgängen des Auges weitgehend angepaßt. Dies gilt, sowohl für einen Raster- als auch einen Spiralscan.

Weitere technische Anforderungen an die Aufnahmevorrichtung betreffen die Größe des erfaßten Gesichtsfeldes und die Bildauflösung der hier vorgeschlagenen Vorrichtung. Für die meisten Anwendungen ist der Bereich des schärfsten Sehens mit einem Durchmesser von 10 und einer Anzahl von 7 Millionen Zapfen (Bildpixel) in der Netzhautgrube (Fovea) aber auch der angrenzende Bereich mit wesentlich geringerer Auflösung bis etwa 10° Durchmesser von Interesse. Für diese unterschiedlichen Auflösungsanforderungen ist gerade der Spiralscan der Abtastspur besonders geeignet.

Als Lichtquellen zur Rückprojektion der Bilder ins Auge sind Halbleiterlaser bzw. miniaturisierte Festkörperlaser vorgesehen mit einer niedriger Dauerstrichleistung ($< 300 \mu\text{W}$), die keine Gefährdung des Auges verursachen können. Mit der Verwendung von Halbleiterlasern könnte die Bildmodulation direkt über ihre Stromversorgung durchgeführt werden. Damit alle Farben erzeugt werden empfiehlt sich die Verwendung von drei Lasern mit den Grundfarben rot, grün, blau. Wie das bekannte Farbdreieck des menschlichen Gesichtsinnes zeigt können alle anderen Farben sowie die Unfarben grau und weiß durch Farbsummation von monochromatischen Laserlinien dieser Farben gebildet werden. Die Erfindung beinhaltet auch die Möglichkeit der Verwendung von einzelnen Farben als monochromatische Lösung vor.

Die Erfindung sieht wie in Fig. 7 dargestellt einen Signal-Prozessor SP vor, der das direkte Bild von der Netzhaut elektronisch bearbeitet und alle Funktionen der Vorrichtung sowie die von Scannern VSS/HSS und Laserfleckeneinstellung und Größe der Gesichtsfeldblende LAA/GFB synchron koordiniert. Der Bildverarbeitungscomputer BVC übernimmt dann die vom Auge wahrgenommenen Bild oder Bilder anderer technischer Sensoren die über einen externen Anschluß EA dem

Computer zugeführt werden und bearbeitet sie nach einer vorgegebenen Software SW, bevor sie mit Hilfe des Signalprozessors auf die Laserstrahlen als Bildsignal aufmoduliert werden.

Die Laser-Projektion ermöglicht außer der Verarbeitung des aktuellen vom Computer verarbeiteten Bild in das Auge zu projizieren und mit dem Originalbild zu verschmelzen, auch Fremdbilder, die dem Computer von extern zugeleitet werden, dem Außenbild im Auge synchron zu überlagern. Wenn die Zeitspanne zwischen Bildaufnahme und -Projektion im Vergleich zu den schnellen Augenbewegungen entsprechend kurz ist, wird das Auge, wie bei Betrachtung eines Fernsehschirmes, keine Bildunterbrechung mehr wahrnehmen.

Die getrennte aber gleichzeitige Bildabtastung an beiden Augen erfaßt auch die perspektivischen Unterschiede beider Bilder. Da diese bei der Laser-Zurückprojektion in beiden Augen erhalten bleiben, ist eine Wiederherstellung des räumlichen Sehens gewährleistet.

Außer der Projektion von den Netzhautbildern nach Bildverarbeitung zurück ins Auge ermöglicht die hier vorgeschlagene Einrichtung nach Anspruch 25 auch die Projektion dieser Laserbilder direkt auf die in der Umwelt befindlichen und vom Auge gesehenen Gegenstände. Dies Ausführung der Erfindung wird schematisch in Fig. 6 durch das Umklappen des Scanspiegels um einen Winkel von 90° schematisch dargestellt.

Die in der Erfindung verwendeten Bauelemente sind heute weitgehend miniaturisiert und kostengünstig erhältlich. Die Strahlumenleinheit und Scanner können in einem einfachen Brillengestell B wie in Fig. 9 dargestellt ist untergebracht werden. Mit Hilfe von Glasfaserleitung GFL können Laserprojektionseinheit und Empfangseinheit abgesetzt in einem kleinen Gehäuse TOE, z. B. der Größe eines Taschenbuches mit Batteriever-sorgung untergebracht werden. Der Datenaustausch mit einem externen fest installierten Bildverarbeitungsrechner kann entweder über Radiowellen oder Infrarotstrahler erfolgen. Alle Elemente der Vorrichtung der Erfindung könnten nach dem heutigen Stand der Technik somit von einem Menschen mühelos getragen werden und der drahtlose Bilddatenaustausch mit dem externen Rechner würde seine unbeschränkte Bewegungsfreiheit ermöglichen.

Die verschiedensten Einsatzbereiche der Erfindung können in den nachfolgenden vier Kategorien zusammengefaßt werden:

- Aufnahme von Bildern der Außenwelt, ihre Verarbeitung, Zurückprojektion und Verschmelzung mit dem Originalbild im Auge.
- Überlagerung von Bildern anderer Aufnahmesysteme, z. B. in von der gleichen Szene in anderen Spektralbereichen auf das direkte Bild.
- Überlagerung von virtuellen Bildern, die alleine vom Computer hergestellt werden und
- Aufnahme von Bildern der Außenwelt und ihre Laser-Projektion nicht ins Auge, sondern auf die gleichen, vom Auge gesehenen Gegenstände der Außenwelt.

In der ersten Kategorie sind Anwendungen mit dem Ziel, das von dem Auge aufgenommene Bild durch gezielte Bildsummation zu verbessern, z. B. ein verschwommenes oder lichtschwaches Bild zu verschärfen und verstärken, was für Sehbehinderte, aber auch für Normalsichtige von großer Hilfe wäre.

Andere mögliche Bildänderungen wären z. B. die Änderung der Farbe von Objekten durch neue Farbsum-
mation. Diese Technik könnte zur gezielten Weißfär-
bung von bestimmten Bereichen des Sehfeldes, und da-
mit zur Auslöschung oder Verminderung der optischen
Informationen verwendet werden.

Die zweite Kategorie beinhaltet Überlagerung von
Bildern der gleichen Szene z. B. aus dem unsichtbaren
infraroten Bereich oder von Radargeräten. Diese Tech-
nik würde z. B. das Fahren oder Fliegen in der Nacht
und bei Nebel oder Dunst wesentlich erleichtern.

In medizinischen Anwendungen könnten z. B. Rönt-
genbilder, akustische Bilder und Bilder vom Kernspinto-
mographen dem direkten Bild des Körpers des Patien-
ten oder seiner Organe zur Hilfestellung des Arztes bei
der Diagnose und in der Chirurgie überlagert werden.

Die dritte Kategorie umfaßt Anwendungen, in denen
das Bild durch virtuelle Zusatzeinblendungen ergänzt
werden, wie z. B. in den Anwendungen der heutigen
HUDs bei dem Führen von Fahrzeugen. Die Erfindung
bietet den zusätzlichen Vorteil der exakten Synchroni-
sation der Einblendung mit dem Außenbild. Dadurch
könnten Fremdbilder auf genau definierten freien Stel-
len innerhalb des Direktbildes, z. B. mit geringem Bildin-
halt, oder als Stereobild in einer anderen Entfernung als
die übrigen Gegenstände, eingeblendet werden.

Zu dieser dritten Kategorie gehören interaktive An-
wendungen aus der Computertechnik, d. h. die Einblend-
ung einer virtuellen Computermouse (Zielkreuzes), die
alleine mit den Augenbewegungen (anstatt mit der
Hand) über reale Gegenstände der Außenwelt (auch
Display) geführt werden. Das Anklicken, oder ein Befehl
könnte hier durch zusätzliche Augenbewegungen z. B.
Augenlidschlag, oder Stimme oder mit Tastendruck aus-
geführt werden.

Diese dritte Kategorie beinhaltet auch cyberspace-
Anwendungen, d. h. die Einblendung von virtuellen
Computervollbildern in die geschlossenen Brillen. Mit
Hilfe der Erfindung könnten Aufnahmen des Netzhaut-
bildes der eingeblendeten virtuellen Bilder genutzt wer-
den, um diese gegenüber den Augenbewegungen zu sta-
bilisieren.

Die vierte Kategorie beschreibt eine Art "aktives Se-
hen", d. h. eine vom Auge gesehene und von der Abtast-
vorrichtung aufgenommene Szene wird in dem näch-
sten Abtastzyklus mit einem Laser-Bildscheinwerfer se-
riell beleuchtet. Diese so beleuchtete Szene wird wieder
vom Auge wahrgenommen und führt in dem darauffol-
genden Zyklus zu einem veränderten zweiten Laser-
Beleuchtungsvorgang, der von einem dritten Vorgang,
usw. gefolgt wird.

In dieser Weise entsteht eine optische Rückkoppe-
lungsschleife, die durch eine entsprechenden Auslegung
der Beleuchtung als positive oder negative Rückkoppe-
lung für die verschiedensten Anwendungen genutzt
werden kann, z. B. um schwach erkennbare Objekte zu
erhellen, deren Kontrast zu erhöhen oder ihre Farbe zu
ändern.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Aufnahme des auf der menschli-
chen Netzhaut des Auges abgebildeten Bildes der
Außenwelt mit Hilfe einer scannenden Aufnahme-
vorrichtung, dadurch gekennzeichnet, daß die
Strahlen der Außenwelt durch die Gläser einer
Brille transmittiert werden, die auf ihren Innensei-
ten als gewölbte abbildende Strahlteiler Spiegel ge-

staltet sind und daß zur Aufnahme des von jedem
Punkt der Netzhaut zurückgestreuten und aus dem
Auge austretenden parallelen Strahlenbündel und
zu ihrer Abbildung und Umlenkung eine zweiachsige
Scanvorrichtung vorgesehen ist, die das Licht-
bündel zu einem opto-elektronischen Detektor zur
seriellen Aufnahme des Netzhautreflexes weiterlei-
tet.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekenn-
zeichnet, daß mit Hilfe eines Strahlteilers Laser-
strahlen über den gleichen Lichtweg, die gleiche
Scanvorrichtung sowie Abbildung und Umlenkung
an der Innenseite der gewölbten Brillengläser in
umgekehrter Richtung wie das Reflexbild auf die
Netzhaut abgebildet werden.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 und 2, dadurch
gekennzeichnet, daß mit Hilfe eines Strahlumschal-
ters Laserstrahlen über den gleichen Lichtweg, die
gleiche Scanvorrichtung sowie Abbildung und Um-
lenkung an der Innenseite der gewölbten Brillen-
gläser in umgekehrter Richtung wie das Reflexbild
auf die Netzhaut abgebildet werden.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 3, dadurch ge-
kennzeichnet, daß die momentane optische Scana-
chse von Scanner aus gesehen in ihrer Verlängerung
durch das Brillenglas immer in eine lichtabsor-
bierende Strahlungssenke verläuft.

5. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 4, dadurch ge-
kennzeichnet, daß die Abbildung und Umlenkung
der von Scanner ausgehenden Strahlenbündel vor
der Umlenkung der Brille ins Auge mit Hilfe eines
konkaven Hilfsspiegels abgebildet und umgelenkt
werden.

6. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 4, dadurch ge-
kennzeichnet, daß die Abbildung der von Scanner
ausgehenden Strahlbündel vor der Umlenkung der
Brille ins Auge sowohl mit Hilfe eines konkaven als
auch konvexen Hilfsspiegels abgebildet und umge-
lenkt werden.

7. Vorrichtung nach Anspruch 1 und 2, dadurch
gekennzeichnet, daß die Bildabtastung und Laser-
projektion im Auge gegeneinander zeitlich ge-
trennt und alternierend mit einer festen Bildfre-
quenz durchgeführt werden.

8. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 3, dadurch ge-
kennzeichnet, daß während der Periode der Bildab-
tastung zeitweise auch eine Laserbildprojektion ins
Auge durchgeführt wird.

9. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 4, dadurch ge-
kennzeichnet, daß die Abtastspur über die Netz-
haut entsprechend den bekannten Video-Normen
mit der Ablenkeinheit geführt wird.

10. Eine Vorrichtung nach den Ansprüchen 1 bis 9,
dadurch gekennzeichnet, daß die Abtastspur ra-
sterförmig über die Netzhaut mit einer entspre-
chenden Auslegung und Ansteuerung der Scanvor-
richtung durchgeführt wird.

11. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 9, dadurch
gekennzeichnet, daß die Abtastspur spiralförmig
über die Netzhaut mit einer entsprechende Ausle-
gung und Ansteuerung der Scanvorrichtung ge-
führt wird.

12. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 11, dadurch
gekennzeichnet, daß im optischen Empfangskanal
mit Hilfe von mehreren Strahlteilern und Photode-
tektoren mehrere spektrale Bereiche des Emp-
fangssignals unabhängig voneinander detektiert
werden können.

13. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 12, dadurch gekennzeichnet, daß im Beleuchtungskanal mit Hilfe von Strahlteilern mehrere Laserstrahlen auf die gleiche Strahlachse gebracht werden können und dadurch gemeinsam auf die Netzhaut abgebildet werden können. 5

14. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß der Strahlengang der Laserprojektionseinheit und Empfangseinheit mit einer starren Strahlführung ausgelegt ist. 10

15. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß der Strahlengang der Laserprojektionseinheit mit Lasern, Bildmodulatoren und Strahlteilern über eine Glasfaser an den Strahlumschalter geführt wird. 15

16. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß der Strahlengang der Empfangseinheit mit Photoempfängern und Strahlteilern über eine Glasfaser an die Strahlumschalteneinheit geführt wird. 20

17. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß im Strahlengang der Laserprojektionseinheit eine Strahlfokussiereinrichtung integriert ist womit die Größe des Bildflecks der Laser auf der Netzhaut variiert werden kann. 25

18. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß im Strahlengang der Empfangseinheit eine variable Gesichtsfeldblende integriert ist womit die Größe des Abtastflecks auf der Netzhaut variiert werden kann. 30

19. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 18, dadurch gekennzeichnet, daß das von den Photoempfängern aufgenommene Bild einem Bildverarbeitungscomputer zugeleitet wird der synchron mit der Bildabtastung die aufgenommenen Bilder bearbeitet. 35

20. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß das von einem Bildverarbeitungscomputer verarbeitete Bild der Netzhaut, mit Hilfe von elektro-optischen Modulatoren im Strahlengang der einzelnen Laserstrahlen ein Bild synchron aber zeitversetzt mit der Abtastung auf der Netzhaut entstehen läßt. 40

21. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 20, dadurch gekennzeichnet, daß Fremdbilder von anderen Sensoren als dem Auge in dem Bildverarbeitungscomputer mit dem dort abgespeicherten momentanen Netzhautbild örtlich und zeitlich synchronisiert wird und mit den Laserstrahlen zeitversetzt ins Auge projiziert werden. 45

22. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 21, dadurch gekennzeichnet, daß Informationen im Computer generiert in dem Bildverarbeitungscomputer mit dem dort abgespeicherten momentanen Netzhautbild örtlich und zeitlich synchronisiert wird und mit den Laserstrahlen ins Auge projiziert werden. 50

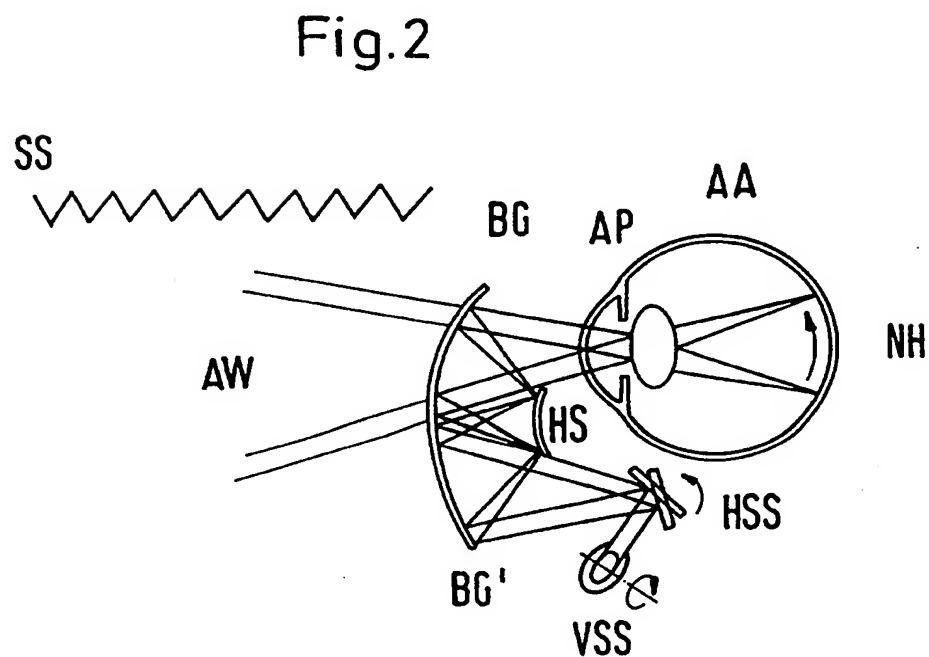
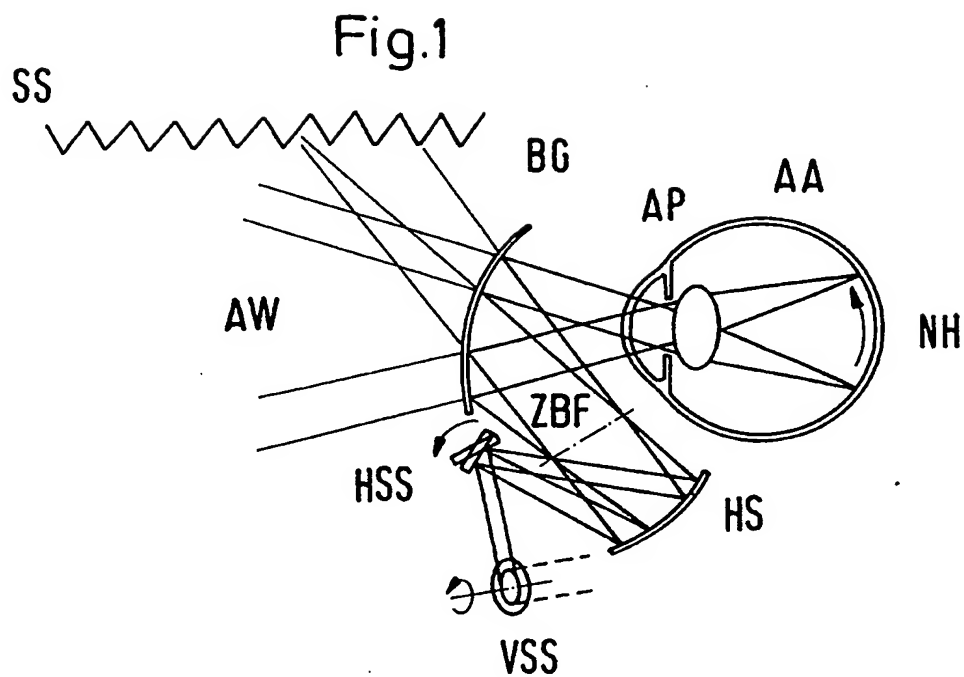
23. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß mit Hilfe eines optischen Schalters das Außenlicht vor der Brille teilweise oder ganz zusperrt. 55

24. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 22, dadurch gekennzeichnet, daß bei verminderter oder gesperrter Sicht nach außen und bei Projektion von Laserbildern von fremden Sensoren oder Computern auf der Netzhaut auch während der Laserprojektion diese Bilder von den Detektoren aufgenommen und dem Bildverarbeitungscomputer zugeführt werden. 60

25. Vorrichtung nach Anspruch 1 bis 24, dadurch gekennzeichnet, daß die von der Netzhaut aufgenommenen Bilder der Außenwelt durch Umklappen des Strahlenganges um 180° gegenüber dem Achsenverlauf ins Auge den Strahl in die Außenwelt zur Beleuchtung der von dem Auge gesehenen Objekte mit dem vom Rechner abgeleiteten Laserbild verwenden.

Hierzu 8 Seite(n) Zeichnungen

- Leerseite -



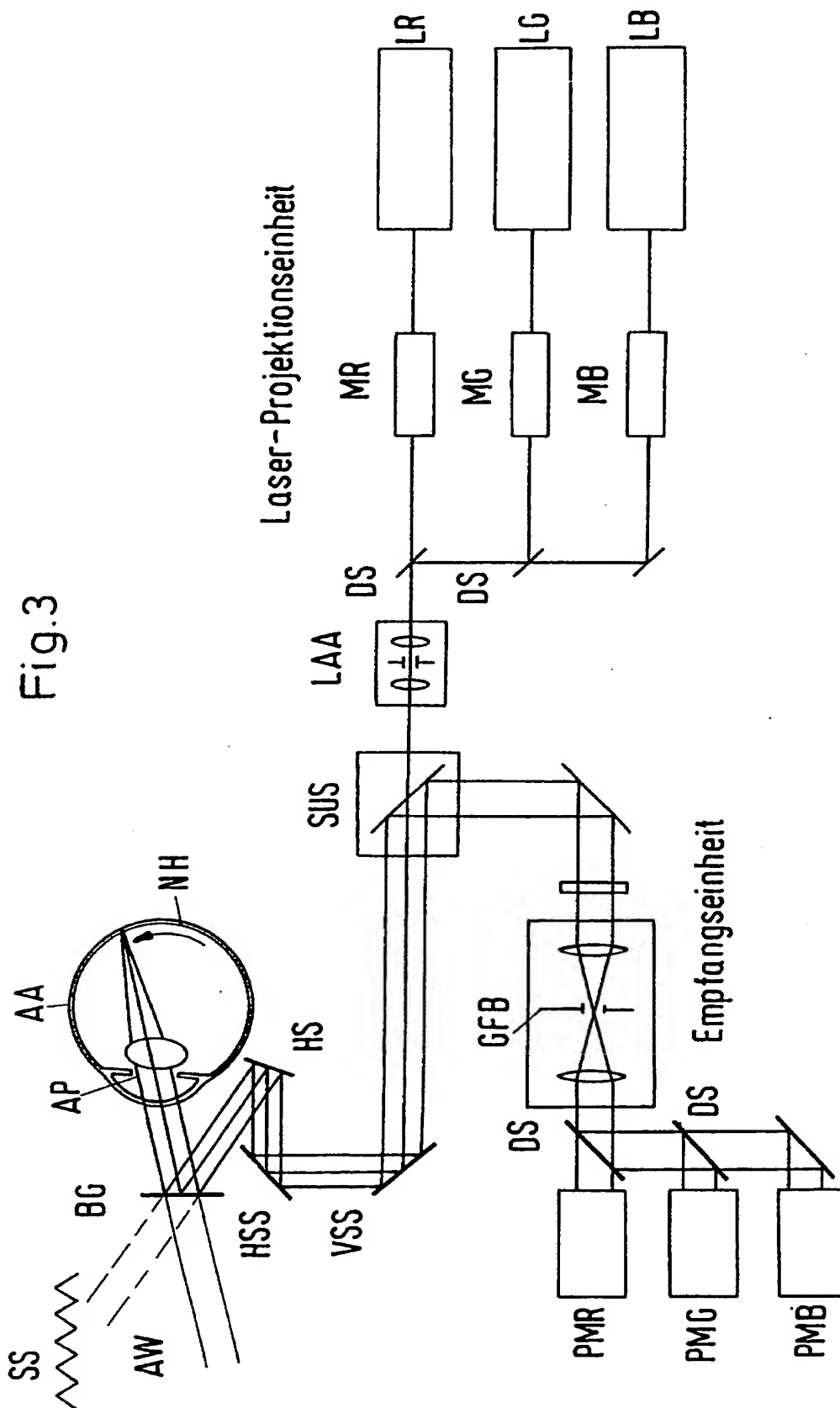


Fig.4

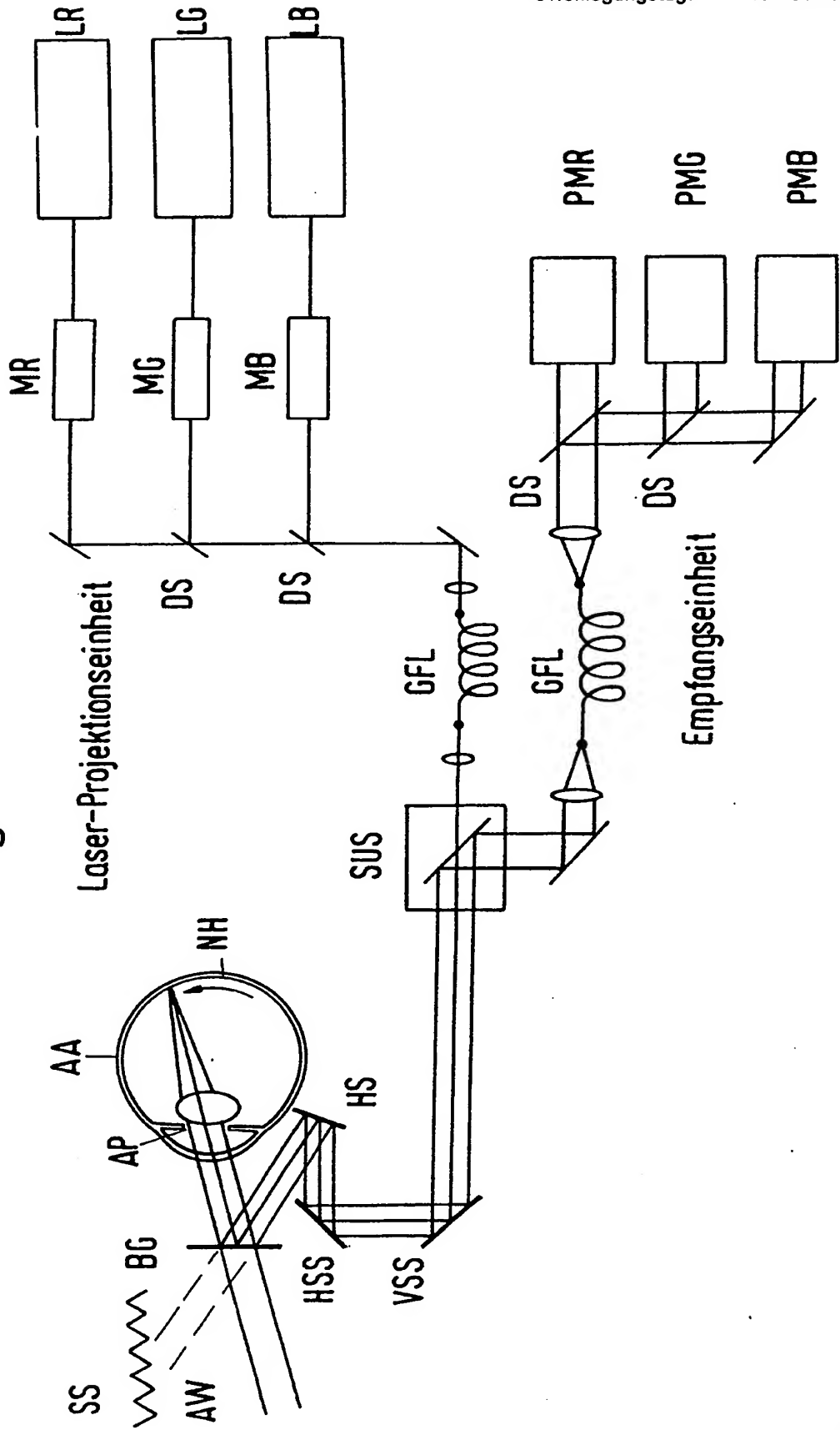


Fig.5

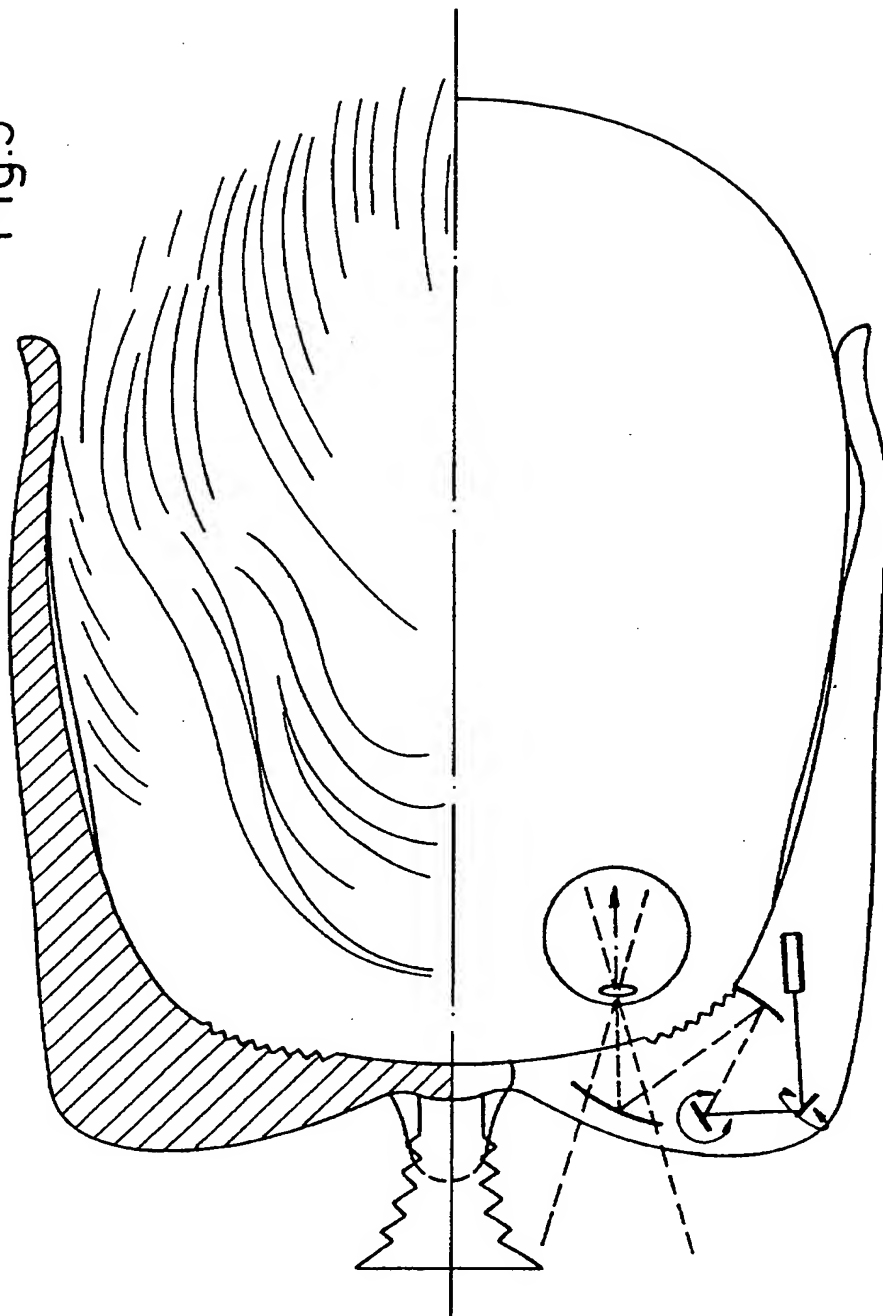
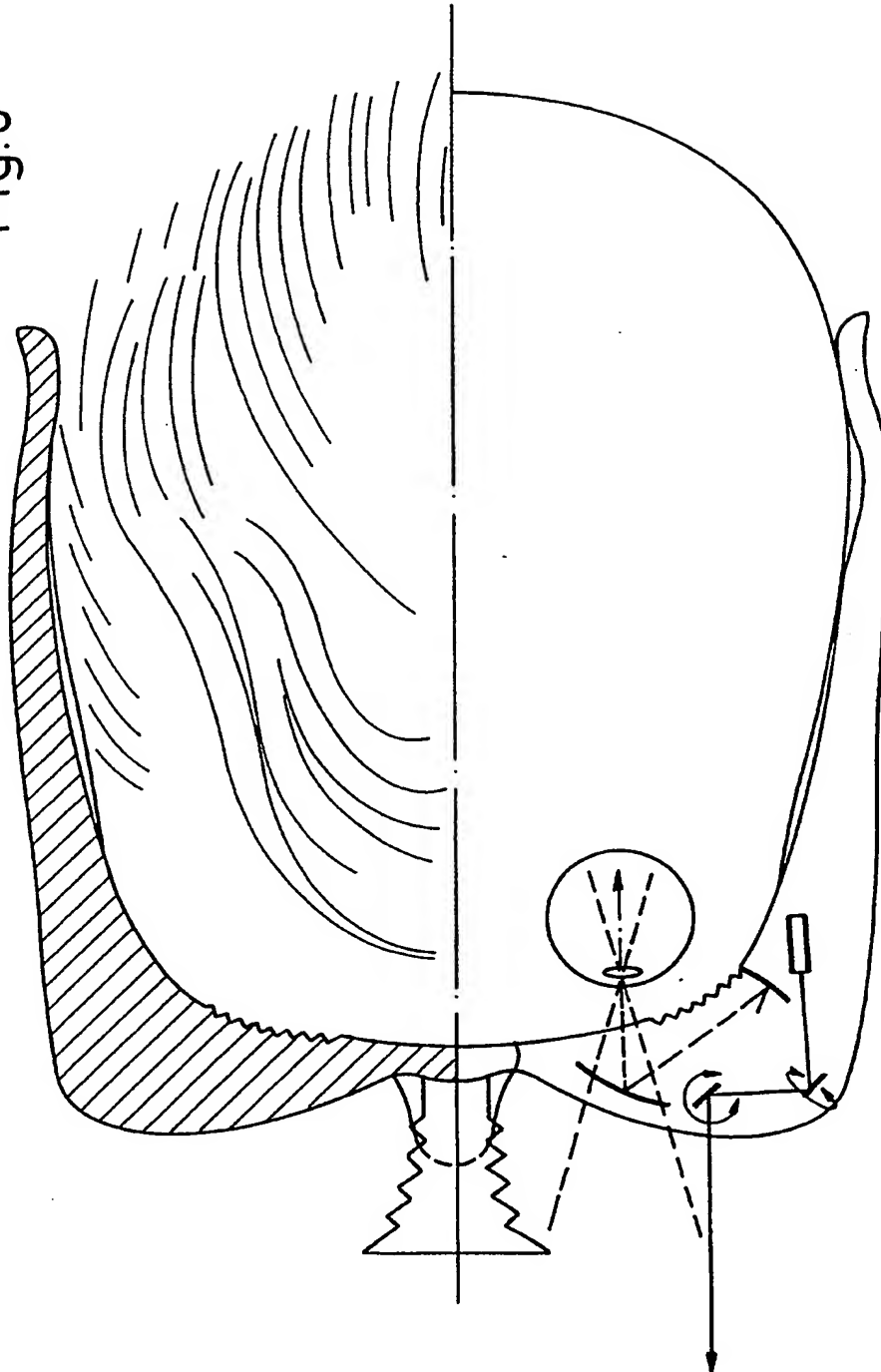


Fig.6



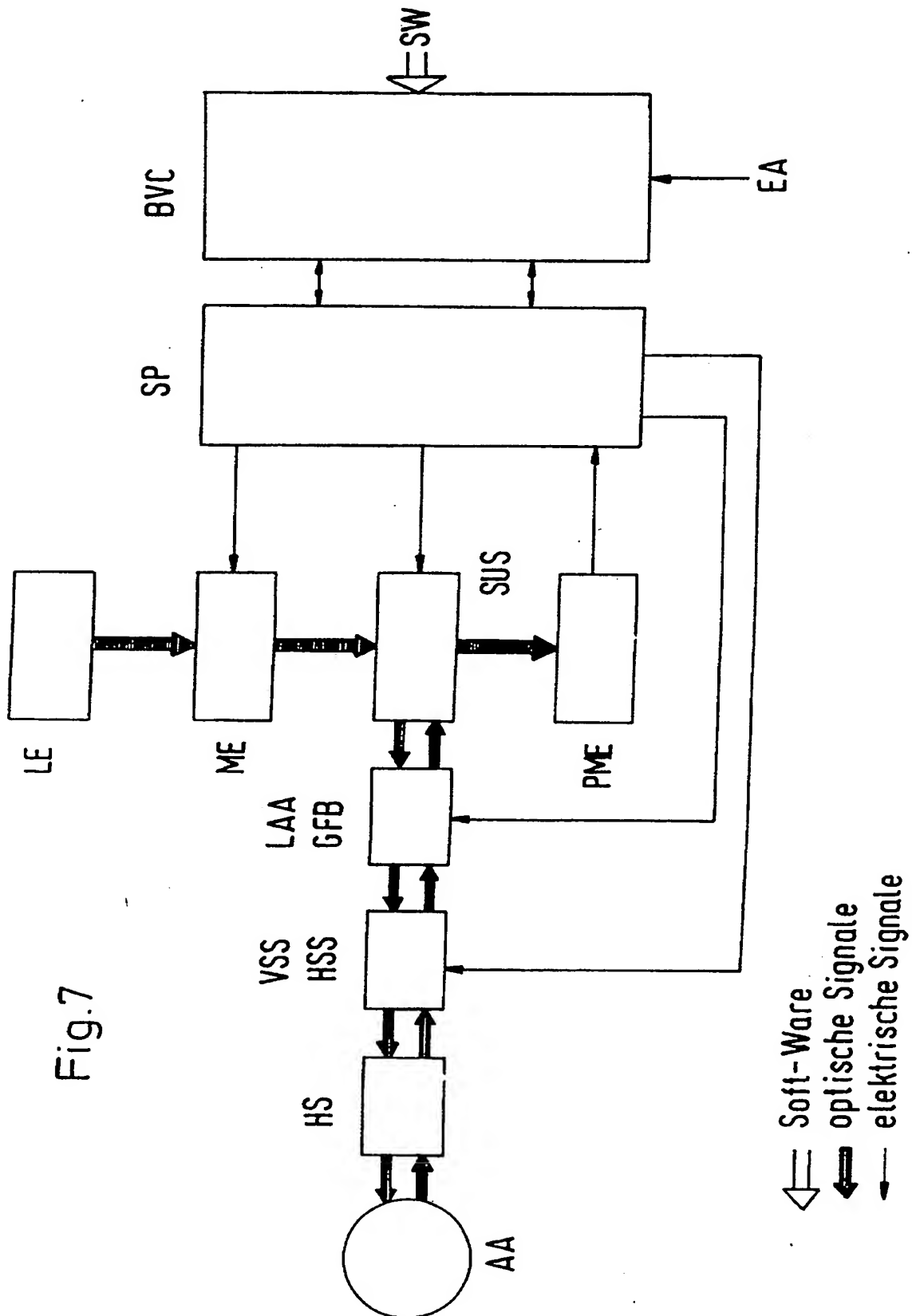


Fig.8

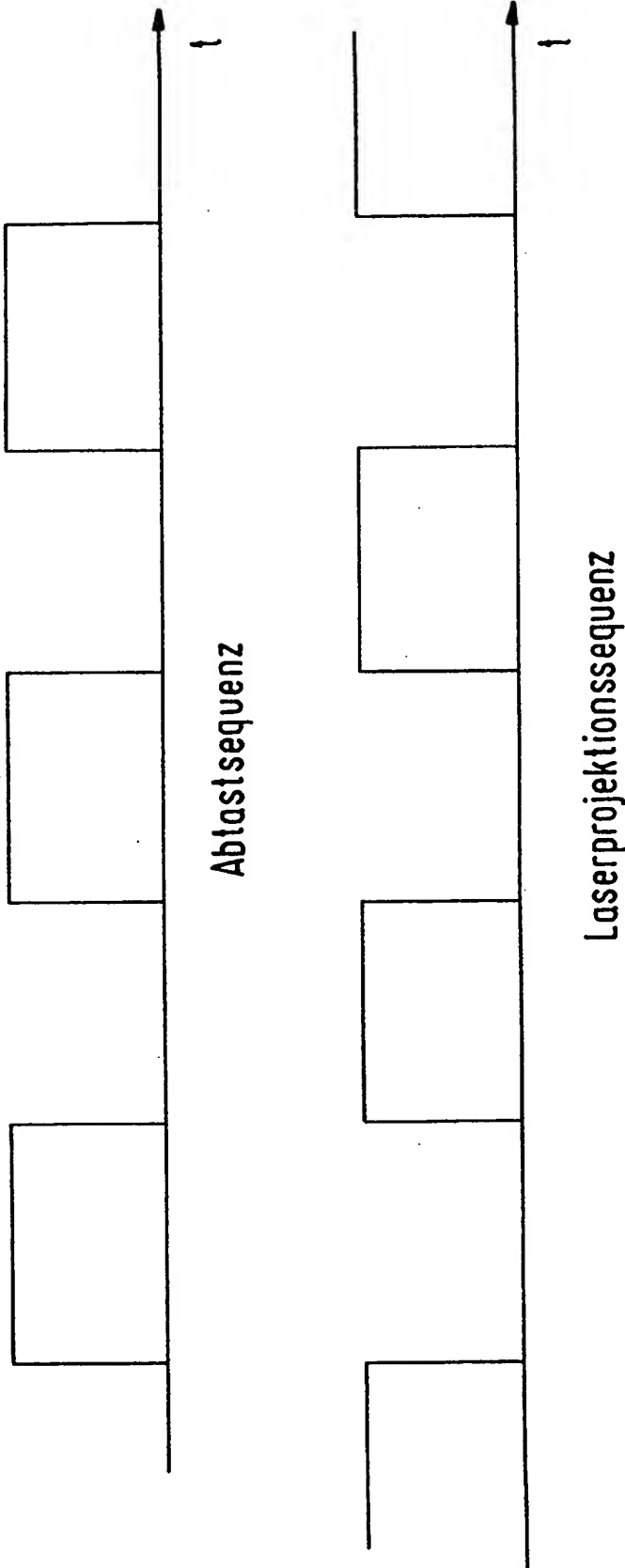


Fig.9

